Aus der Universitätsaugenklinik der Charité (Direktor: Prof. Dr. *W. Löhlein*)
und dem Pathologischen Institut der Universität Berlin
(Direktor: Prof. Dr. *R. Rössle*)

Untersuchungen über die mechanischen Eigenschaften der Hornhaut des Schweinsauges

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Medizinischen Doktorgrades

an der Friedrich-Wilhelms-Universität zu Berlin

vorgelegt von

Bernhard Nausch

aus Strasburg (Westpreußen)

Tag der Promotion:
31. 1. 1940

Druck der Universitätsdruckerei H. Stürtz A.G., Würzburg

M 444

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Berlin

Dekan: Prof. Dr. *L. Kreuz*
Referent: Prof. Dr. *K. Vogelsang*
Korreferent: Prof. Dr. *W. Löhlein*

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Sonderdruck aus
„Vereinigte ophthalmologische Archive", 141. Band, 2./3. Heft
(Verlag von Julius Springer, Berlin W 9)

Den Eltern gewidmet

Einleitung.

Arbeiten über mechanische Gewebsprüfungen am Auge sind nicht zahlreich. Dies liegt daran, daß die theoretischen Grundlagen einer derartigen Forschungsrichtung *(R. Rössle* [29]*)* noch nicht Allgemeingut geworden sind. Es stellen sich ferner experimentellen Untersuchungen auf diesem Gebiete erhebliche Schwierigkeiten entgegen.

Gewebsmechanische Prüfungen entspringen einmal dem Bedürfnis des Klinikers und Pathologen nach einer objektiven, auf meßbare Größen gegründeten Beurteilung eines Gewebsverbandes an Stelle subjektiver Schätzung. Zum anderen dienen sie der Feststellung der mechanischen Eigenschaften von normalen und pathologisch veränderten Gewebsarten. Es werden weiterhin mit diesen Methoden Wege angebahnt, die die Kluft zwischen funktionellem Verhalten und pathologisch-anatomischem Befunde überbrücken helfen sollen.

Die Methoden bestehen in Belastungen durch Zug und Druck. Sie lassen sich in statische und dynamische (mit Einrechnung der Zeit) einteilen. Zugbelastungen werden durch Anhängen von Gewichten, Stoßeinwirkung auf Hebel und durch Schwingungen erzielt *(v. Danckelmann* [4]*, Dittler* [5]*, Heymann* [10]*, Richter* [26–28]*, Steinhausen* [36–38]*)*. Druckbelastungen beruhen auf Eindrücken einer Pelotte, Anschlagen schwingender Körper (ballistische Elastometrie), grober Pressung und auf Druckübertragung durch flüssige Medien *(Gildemeister* [9]*, Koch* und *Fischer* [13]*, Koster* [15]*, Mangold* und *Detering* [19]*, Sugimoto* [39]*, Vogelsang* [44–50]*, Weve* [51]*)*. Mit diesen Methoden wurde eine große Anzahl von Gewebsverbänden und einheitlichen Gewebsarten an lebendem und totem, menschlichem und tierischem Material untersucht.

Eine Übersicht über die bisher vorliegenden Ergebnisse mechanischer Gewebsprüfung am Auge bringen die Arbeiten von *K. Vogelsang* [44–50]. Mechanische Prüfungen der Cornea liegen von *H. Heymann* [10] vor. An ausgeschnittenen Hornhautstreifen wird unter Verwendung der Apparatur von *v. Pflugk* [24] durch Zugbelastung die Zerreißgrenze festgestellt. Er kommt zu dem Ergebnis einer relativ guten Dehnungsfähigkeit bei durchschnittlich hoher Festigkeit. *Sugimoto* [39] prüft an

jungen, alten und lanolingefütterten Kaninchen einzelne Corneal- und Skleralstreifen sowie die unversehrte Bulbushülle. Er findet eine größere Dehnbarkeit der Hornhaut gegenüber der der Sklera. Ihre Festigkeit ist bei jungen Kaninchen am geringsten, bei erwachsenen und lanolingefütterten nächst den äquatorialen Streifen des Sklerallimbus * am größten. Die Hornhaut ist sonst nur im Zusammenhang mit den anderen Bulbushüllen untersucht worden. Veranlassung gab die Frage der Messung des intraokularen Druckes (Tonometrie). Die mit Tonometern *(Maklakoff, Mangold* und *Detering* [19], *Schiötz, Vogelsang* [45], *Weve* [51]*)* erreichten Werte sind von mehreren Faktoren, unter anderem von den mechanischen Eigenschaften der Bulbuswand abhängig *(Dor* [6], *Kalfa* [11], *Langenhan* [17], *Monnik* [20], *Ratschewskij* [25], *Schmidt-Rimpler* [35]*)*. *Koch* und *Fischer* [13] teilen mit, daß sich bei Belastung von 60 mm Hg an eine Vermehrung der Spannungsdoppelbrechung, von 250 mm Hg an eine Änderung der Hornhautkrümmung feststellen läßt. *Ratschewskij* [25] berichtet auf Grund tonometrischer Messungen und mathematischer Belegung über die Beziehungen zwischen Dicke und Krümmungsradius der Hornhaut und ihrem Spannungszustand.

Becher [2] und *Kokott* [14] teilen anatomische Befunde mit, in denen sie den Faserverlauf der Sklera und Cornea beschreiben und daraus auf die unterschiedlichen Leistungen verschiedener Abschnitte schließen. Quellung und gewebechemische Zusammensetzung der Hornhaut untersucht *F. P. Fischer* [8]. Bei Quellung findet er eine Vergrößerung der Elastizitätsgrenzen und Festigkeitsabnahme. *Bürger* [3] und *Schlomka* bestimmen die Trockensubstanz von Hornhaut und Linse in verschiedenem Alter. Sie stellen ferner eine weitgehende Unabhängigkeit des Stoffwechsels dieser Organe vom Gesamtstoffwechsel (Bradytrophie) fest.

Herr Prof. Dr. *K. Vogelsang* gab die Anregung, gewebsmechanische Untersuchungen an der unversehrten, isolierten Hornhaut vorzunehmen. Hierbei war der Blick vorerst nicht allein auf eine mögliche Nutzbarkeit für ein bestimmtes praktisch-klinisches Problem gerichtet, sondern es sollten die mechanischen Eigenschaften der normalen Hornhaut einer exakten Prüfung unterworfen werden.

Im Folgenden soll über experimentelle Untersuchungen berichtet werden, die an tierischen Hornhäuten im pathologischen Institut der Universität Berlin ausgeführt worden sind.

Material.

Die Schweinsaugen vom städtischen Viehhof Berlin werden für jeden Arbeitstag frisch geholt. Die jungen Tiere ($^1/_2$—$^3/_4$ Jahr) kommen nach dem Ausbluten 3—4 Min. lang in einen Brühkessel von etwa 70° C; im heißen Wasser sind die Lider fest geschlossen. Nach der Enucleation

* Hier ist offenbar ein Skleralstreifen aus dem Limbusgebiet gemeint, der durch äquatoriale Schnittführung gewonnen ist.

werden die Augen sofort zur Arbeitsstelle gebracht und auf Eis gelegt. Die Zeit zwischen Tod und Untersuchung beträgt im Mittel 30 Min.

Die Cornea ist eine ungewöhnlich regelmäßig strukturierte, gefäßlose und zellarme Membran. Auf diesem Aufbau beruht ihre Durchsichtigkeit. Ihre Substantia propria (etwa 85%) wird von einem 7—8- bzw. 1-schichtigen Epi- und Endothel und von 2 feinen Membranen eingeschlossen. Sie besteht aus Fibrillenbündeln, in die elastische Fasern eingestreut sind. Die Ernährung erfolgt per diffusionem und ist vom Betriebsstoffwechsel des Körpers wenig abhängig („bradytroph" im Sinne von *Bürger* [3] und *Schlomka*).

Das zur Untersuchung dienende Gewebe erfüllt damit die Forderung nach Beschränkung der für die mechanischen Eigenschaften verantwortlichen Faktoren, die schon *Landerer* [16] 1884 und *R. Rössle* [29] 1930 aufstellten. Bei elastometrischen Messungen z. B. des Hautbindegewebes am Lebendem *(Feilchenfeld* [7], *Schade* [31], *Kluge* [12], *Trendtel* [41]*)* setzen sich die Werte aus einer Vielzahl von Komponenten zusammen (hydrostatischer Druck des Gewebswassers, Capillardruck, Gewebsspannung, Anordnung und Verhalten der Fasern und Fibrillen u. a.). Außer den Epithellagen und in geringem Maße den elastischen Fasern besteht die Cornea vorwiegend aus kollagenen Fibrillen.

Schweinsaugen werden wegen schwieriger Beschaffung menschlichen Materials gewählt. Das Schweinsauge ist ferner in seinen Maßen und Verhältnissen das menschenähnlichste *(Lemke* [18], *Heymann* [10]*)*.

Maße der Hornhaut *(Schleich* [32]*)*: Krümmungsradius, horizontal: 11,0 mm; vertikal: 10,6 mm. Hornhautdicke zentral: 1,0—1,2 mm; Limbus: 0,5—0,8 mm. Weiterhin läßt die primitivere, gleichmäßigere Lebensweise des Tieres ein geringeres Maß unübersehbarer individueller Schwankungen, wie sie beim Menschen teilweise gefunden werden *(Rössle* [29]*)*, erwarten. Die Wahl von Schlachthofmaterial hat zwar den Nachteil, keine genauen Angaben und Daten über das Individuum zu besitzen, bietet aber den Vorteil einer infolge des viel umfangreicheren Materials erzielten Breite und Gleichmäßigkeit. Es handelt sich um gesunde Tiere in gleicher Altersstufe.

Methodik.

Nach wenigen Minuten Lagerung auf Eis werden die Augen in physiologische Kochsalzlösung gelegt. Durch Schlachtung oder Transport geschädigte, sichtbare Veränderungen zeigende sowie makroskopisch getrübte Hornhäute werden ausgeschlossen. Die Cornea wird ohne Berührung ihrer Flächen am Limbus mit Messer und Schere abgetragen und sofort unter Wasser auf eine Messingkugel aufgelegt (siehe Abb. 1). Diese hat eine Öffnung (*a*) von 6,9 mm Durchmesser, über der der zu prüfende Bezirk der Cornea liegt. Die beiden weiteren Öffnungen (*b* und *c*)

sind eingefaßt. Die Hornhaut wird auf der Kugeloberfläche durch eine ihr gleichgeformte Haube aus dem Material der Kugel fixiert, die eine Aussparung entsprechend der der Kugel (*a*) trägt. Der Versuch wird angeschlossen.

Die Apparatur hierzu, mit der *R. Neumann* [21,22] Untersuchungen an der Vena saphena magna angestellt hat, wurde von Herrn Prof. Dr. *R. Rössle* freundlicherweise zur Verfügung gestellt (siehe Abb. 2).

Die Versuchsanordnung befindet sich in einem verdunkelten, annähernd temperaturkonstanten Raum und besteht aus 3 Hauptteilen:

A. dem die Hornhaut aufnehmenden Gefäß,
B. einer rotierenden Trommel mit Lichtquelle,
C. dem Druckspender mit Manometer.

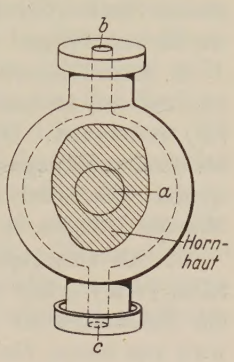

Abb. 1. Projektion der stehenden Versuchskugel *(VK)*. Öffnung *a* dem Betrachter zugewendet. Die Hornhaut ist darübergelegt wie über den Bulbus, so daß die Druckübertragung senkrecht wirkt.

A. Deckel und Boden eines dickwandigen Glaskastens *(GK)* bilden gummigedichtete Messingplatten *(M_1* und *M_2)*, die sich gegenüberliegende Erhabenheiten zur Fixierung der Versuchskugel *(VK)* tragen. Die obere Platte *(M_1)* besitzt 2 Öffnungen. Der einen *($Ö_1$)*, die mit der Kugel *(VK)* kommuniziert, ist ein metallgefaßtes Glasrohr *(GR)* aufgesetzt, an welches das Druckübertragungsrohr *(DR)* aus Messing angeschlossen ist. Dadurch kann

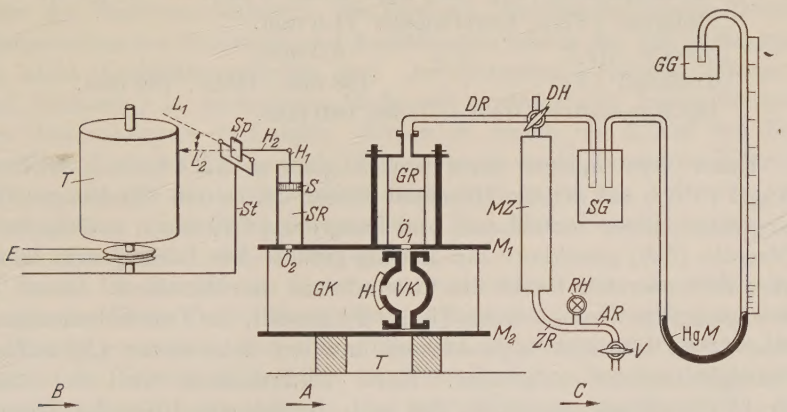

Abb. 2. Apparatur (in Anlehnung an die Zeichnung in der Arbeit von *R. Neumann* [21]). Der Übersichtlichkeit wegen ist die Haube weggelassen, die die Hornhaut *(H)* auf der Versuchskugel fixiert.

dem Inneren der Kugel *(VK)* Druck zugeführt werden. Die andere Kugelöffnung wird durch die untere Platte *(M_2)* verschlossen. Die zweite Öffnung *($Ö_2$)* der oberen Platte trägt ein Steigrohr *(SR)*, in das ein

paraffinüberzogener Schwimmer *(S)* ragt. Von zwei Hebelarmen ist der eine *(H_1)* mit dem Schwimmer *(S)*, der andere *(H_2)* mit einer in einem Stativ *(St)* horizontal rotierenden Achse starr verbunden, der ein kleiner Spiegel *(Sp)* aufgelötet ist.

B. Eine Niederfrequenzlampe wirft einen punktförmigen Lichtstrahl *(L)* auf den kleinen Spiegel *(Sp)*, der ihn auf eine rotierende Trommel *(T)* reflektiert. Diese wird von einem Elektromotor *(E)* in gleichbleibender Bewegung gehalten und mit lichtempfindlichem Papier bespannt. Es wird hochempfindliches Oszillographenpapier der Firma Mimosa Dresden in Streifen 18,5 mal 50,0 cm verwandt.

C. Als Druckspender dient die Wasserleitung. Von ihrem Regulierhahn *(RH)* gehen ein Abflußrohr *(AR)* mit Verschlußhebel *(V)* und ein Zuleitungsrohr *(ZR)* zu einem Messingzylinder *(MZ)* ab. Dieser wird von einem Dreiwegehahn *(DH)* verschlossen, der mit dem Druckübertragungsrohr *(DR)*, einem Quecksilbermanometer *(HgM)* und der Außenluft kommuniziert. Das Manometer *(HgM)* ist dickwandig und endigt in einem Glasgefäß *(GG)*. Ein Sicherheitsgefäß *(SG)* ist zur Verhinderung von Wasserübertritt vorgeschaltet.

Eine Sekundenuhr schlägt laut.

Apparaturmaße.

Messingkugel *(VK)*: Durchmesser 25 mm.
Glaskasten *(GK)*: 40 : 70 : 100 mm.
Messingplatten *(M_1* und *M_2)*: Dicke 6 mm.
Steigrohr *(SR)*: Durchmesser 11,6 mm.
Spiegel *(Sp)*: „ 6,0 mm.
Trommel *(T)*: „ 158 mm; Höhe: 186 mm.
Hg-Manometer *(HgM)*: Höhe 940 mm.

Unter dem Spiegel einer physiologischen NaCl-Lösung wird die Kugel *(VK)*, auf der die Hornhaut fixiert ist, in den Glaskasten *(GK)* eingesetzt, dieser verschlossen und Steigrohr *(SR)* sowie metallgefaßtes Glasrohr *(GR)* gleichhoch mit Lösung gefüllt. Die Lösung steht 92 mm über dem obersten Punkt der Circumferenz der Hornhaut. Dieser Teil der Apparatur wird auf einen Tisch *(T)* gestellt, das Druckübertragungsrohr *(DR)* luftdicht angeschlossen und der Schwimmer *(S)* auf den Flüssigkeitsspiegel aufgesetzt. Nach Verdunkelung wird der Lichtstrahl *(L)* derart eingestellt, daß er in bestimmter Höhe die Trommel *(T)* punktförmig trifft, diese mit Oszillographenpapier bespannt und darauf geachtet, daß es überall glatt anliegt. Nach Erzeugung eines Druckes bestimmter Höhe werden gleichzeitig Trommel und Lichtquelle in Tätigkeit gesetzt. Belastung und Entlastung erfolgt durch Öffnen und Schließen des Dreiwegehahnes *(DH)*. Durch Öffnen gelangt der erzielte Druck in die Kugel *(VK)*, die Hornhaut dehnt sich aus und hebt

den Flüssigkeitsspiegel im Steigrohr *(SR)*. Die Bewegung teilt sich dem Schwimmer *(S)* und damit dem Spiegel *(Sp)* mit, der durch Drehung die vertikale Einstellung des Lichtpunktes auf der Trommel ändert.

Hierbei entspricht die Größe der Drehung dem zugehörigen Kreisbogen. Da der Lichtpunkt auf eine gerade Fläche (Trommel) fällt, wachsen die Werte an, je weiter sich der Lichtpunkt von der Horizontalen entfernt. Die hierdurch notwendig werdende Umrechnung der Werte wird später mitgeteilt (siehe S. 224/225). Nach Entlastung werden Trommelbewegung und Lichtquelle ausgeschaltet und das belichtete Oszillographenpapier sofort entwickelt. Jeder Versuch wurde vom Verfasser persönlich ausgeführt. Es wurde auf größte Gleichmäßigkeit geachtet und keine Änderung im Verlauf der Versuche vorgenommen.

Die bei Gewebsprüfungen auftretenden, in der Einleitung erwähnten Schwierigkeiten bestehen in

1. postmortalen Veränderungen,
2. Isolierung des Versuchsobjektes,
3. unphysiologischem Einwirken.

Zu 1. Postmortale Veränderungen der Dehnbarkeit der Vena saphena magna bemerkt *Neumann* [21] nach Exhumierung (16 Tage post mortem) nicht. *F. P. Fischer* [8] erhält Hornhäute 72 Stunden auf Eis völlig durchsichtig. *Heymann* [10] stellt nach 24 Stunden Änderungen der Zerreißgrenze an Streifen von Augenhüllen fest.

Die Berührung mit der Außenluft setzt die Cornea vermehrt postmortalen Veränderungen aus (die Vena saphena magna ruht in der Tiefe der Wadenmuskulatur). Sie trocknet, Quellungen infolge Durchlässigwerdens des Endothels und Ausfällungen trüben sie. Sie ist dagegen als nicht hochdifferenziertes und „bradytrophes" Gewebe *(Bürger* [3] und *Schlomka)* in geringerem Maße mit postmortalen Veränderungen des Gesamtkörpers verknüpft. Ferner ist durch die Kürze der Zeit zwischen Tod des Tieres und Untersuchung sowie durch die Konservierung auf Eis die größtmögliche Sicherheit gegen das Auftreten von postmortalen Veränderungen gegeben. Nur klare Hornhäute mit unversehrtem Epithel werden verwendet.

Zu 2. Die Forderung, Gewebe am natürlichen Orte zu prüfen, hat Nachteile. Dem Vorteil annähernd physiologischer Verhältnisse steht nachteilig gegenüber, daß eine Fülle von Faktoren am Ergebnis (besonders am Lebendem) beteiligt ist. Eine Isolierung ist zwar unphysiologischer, bietet aber klarere und einheitlichere experimentelle Bedingungen.

Dieser Nachteil wirkt sich bei der gewählten Versuchsanordnung nur in geringem Maße aus. Die Cornea wird als Ganzes herausgelöst und in physiologische NaCl-Lösung gebracht, die in ihrer Zusammensetzung weitgehend dem Kammerwasser und der Conjunctivalflüssigkeit entspricht. Hierdurch wird unter anderem eine durch Quellung bedingte

Änderung der mechanischen Eigenschaften vermieden *(Fischer* [8]*)*. Sie behält, abgesehen von minimaler Einrollung des Randes, auch nach Isolierung ihre Form bei, die sie im lebenden Organismus darbietet, während z. B. Gefäße nach Durchschneiden Retraktion zeigen (vgl. die Arbeit von *Neumann* [21], S. 66). Ihre Fixierung auf der Versuchskugel kann mechanisch gesehen mit der Verfalzung zwischen ihr und der Sklera verglichen werden. Unter Hinzunahme der „Bradytrophie" erscheint der durch Isolierung bedingte Einfluß auf die gewebsmechanische Messung gering und ist im Sinne einer gleichbleibenden Fehlergröße zu werten. Dagegen sind die erwähnten Vorzüge in vollem Umfange wirksam.

Es bestand ferner nicht die Absicht, die Cornea in toto zu prüfen. Da nur ein durch die Öffnung *a* der Versuchskugel begrenzter Bezirk der Untersuchung unterworfen wird, ergibt sich die Möglichkeit, verschiedene Cornealbezirke (z. B. Zentrum, Limbus) in ihrem Verhalten zu vergleichen.

Zu 3. Prüfungen der Gewebe, die der funktionellen Beanspruchung weitgehend entsprechen sollen, bereiten große Schwierigkeiten. Meist wurden sie Untersuchungsmethoden der Physik und Technik entnommen. Damit übertrugen sich Begriffe, die nicht immer auf das biologische Substrat anwendbar waren. Die Methoden wurden weitgehend modifiziert und entfernten sich von tatsächlichen Gegebenheiten.

Den mechanischen Aufgaben der Hornhaut, äußere Deformationen, vor allem aber intraokulare Druckschwankungen auszugleichen, wird mit Hilfe der Apparatur weitgehend entsprochen. Die Druckbelastung mit physiologischer NaCl-Lösung ähnelt in hohem Maße der durch Druckänderungen des Kammerwassers ausgelösten mechanischen Beanspruchung der Cornea.

Die Volumenschwankungen der Hornhaut werden durch Lösung, Winkelhebel und Lichtstrahl ohne praktischen Reibungswiderstand oder sonstige Versuchsfehler festgehalten. Das Kymographion besitzt den Nachteil zeitlicher Begrenzung des Versuches und den Vorteil genauester Registrierung an Stelle weniger genauen Skalenablesens.

Die Versuche wurden von Mai bis Oktober 1938 ausgeführt.

Eigene Versuche.

Folgende Versuchsreihen werden zur Prüfung durch Druckbelastung an Hornhäuten von Schweinsaugen gewählt:

1. ein- und mehrfache momentane Belastungen der Hornhautmitte;
2. einmalige Belastung des limbusnahen Gewebes;
3. einmalige Belastung der Hornhautmitte mit zeitlich festgelegtem Druckanstieg.

Hierzu werden 3 und 6 Druckstufen verwandt: 300, 600, 900 mm Hg; 150, 300, 450, 600, 750, 900 mm Hg.

Abb. 3.

Abb. 4.

Abb. 3 und 4. Zwei Originalkurven der Reihe I und V.

Die durch einmalige Umdrehung des Kymographions begrenzte Versuchszeit bedingt folgende Zeiteinteilung: Bei einmaliger Druckeinwirkung erfolgt Belastung nach 6 Sek., Entlastung nach weiteren 6 Sek., bei dreifacher Einwirkung wechseln Belastung und Entlastung nach 2, bei siebenfacher nach 1 Sek.

Es ergeben sich folgende Versuchsreihen:

I. 1 Belastung mit 3 Druckstufen,
II. 1 Belastung mit 6 Druckstufen,
III. 3 Belastungen mit 3 Druckstufen,
IV. 3 Belastungen mit 6 Druckstufen,
V. 7 Belastungen mit 3 Druckstufen,
VI. 7 Belastungen mit 6 Druckstufen,
VII. 1 Belastung des limbusnahen Gewebes mit 3 Druckstufen,
VIII. 1 Belastung der Hornhautmitte bei Druckanstieg von 0 bis 900 mm Hg nach Zeitmaß.

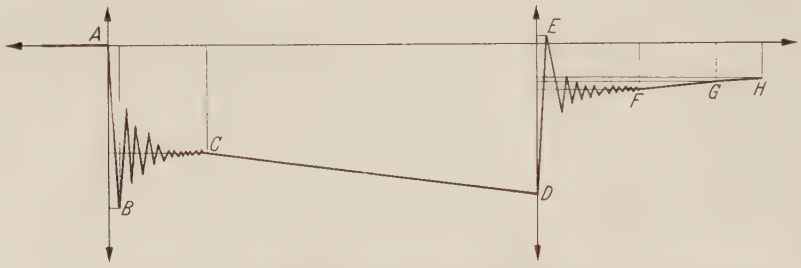

Abb. 5. zeigt den schematischen Verlauf und Beschriftung einer Kurve.

Von 100 untersuchten Hornhäuten entfallen auf Reihe I 15, auf Reihe II 25, auf Reihe III—VIII je 10.

Momentane Belastungen werden gewählt, um durch größere Intensität des Reizes deutlichere Reaktionen zu erhalten. Sie besitzen ferner Ähnlichkeit mit Stoßeinwirkungen auf den Bulbus. Als Ergänzung der einmaligen Reizungen werden rhythmische Belastungen angewandt. Es sei an die rhythmisch verlaufenden pulsatorischen Schwankungen des Augeninnendrucks verwiesen, an denen die Hornhaut teilhat.

Nach dem Versuch ist der belastete Cornealbezirk deutlich ausgeweitet und getrübt.

Das Verhalten der Hornhaut bei Belastung und Entlastung wird auf die rotierende Trommel übertragen. Bei Dehnung der Cornea steigt der Flüssigkeitsspiegel im Steigrohr (vgl. die Beschreibung auf S. 218). Durch Heben des Schwimmers dreht sich die Spiegelachse entgegen dem Sinne des Uhrzeigers, und der Lichtpunkt wird um das Doppelte des Winkels nach abwärts reflektiert. Das lichtempfindliche Papier zeigt ein Absinken des Lichtpunktes. Die Umkehr des Vorganges bewirkt ein Ansteigen der Kurve (Wiedergabe zweier Originalkurven siehe Abb. 3 und 4).

Hierbei entspricht 1 cm der Kurve 0,033 cmm Flüssigkeit. Bei Vermessung (s. u.) können Volumenschwankungen von 0,000066 ccm festgestellt werden.

Es resultiert eine Kurve, deren Verlauf Abb. 5 zeigt.

Der unbelastet horizontal verlaufende Lichtpunkt wird in *A* belastet. Er erleidet eine Verschiebung bis *B*, der eine Nachwirkung bis *C* und eine Daueränderung bis *D* folgt. Nach Entlastung bei *D* wiederholt sich der gleiche Vorgang mit umgekehrtem Vorzeichen. Nach einer kleinen Schwankung nach *D* erfolgt Verschiebung bis *E*, Nachwirkung bis *F* und Daueränderung bis *H*, in der sich zwei Abschnitte *F*—*G* und *G*—*H* abgrenzen lassen.

Es sei noch einmal auf die ausführliche Schilderung der Methodik und Auswertung der Ergebnisse in der Arbeit von *R. Neumann* [21] hingewiesen, der auch die Bezeichnung der Kurvenphasen entnommen ist.

Vermessung der aufgeführten Punkte (siehe Abb. 5) der Originalkurven.

Ein Achsenkreuz mit *A* als Nullpunkt wird gelegt, dessen negative Abszisse mit dem Weg des unbeasteten Lichtpunktes zusammenfällt. Der Lichtpunkt verläuft 6 Sek. unbelastet horizontal, um die Abszisse zu gewinnen. Jeder Punkt wird durch seine Abszisse und Ordinate festgelegt. Hierbei entspricht der Abszissenwert dem zeitlichen Ablauf, der Ordinatenwert den Veränderungen der Hornhaut. Die Werte werden mit Lupe auf $^1/_{10}$ mm abgelesen und in eine Tabelle eingetragen. Um die Punkte bei rhythmischen Belastungen genau zu

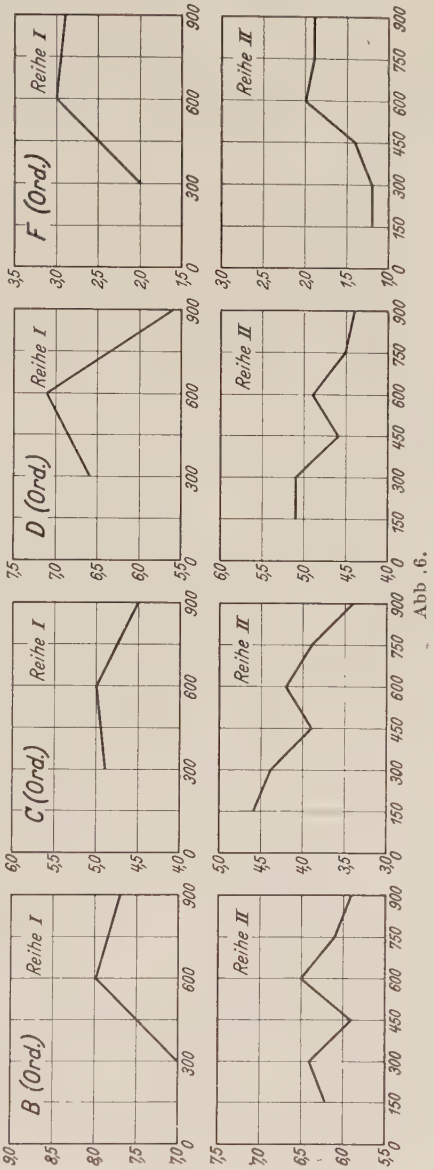

Abb. 6.

bezeichnen, erhalten sie in den Tabellen rechts unten eine der Belastungsfolge entsprechende Zahl ($B_1, B_2, B_3 \ldots$). Alle Werte werden in Millimeter

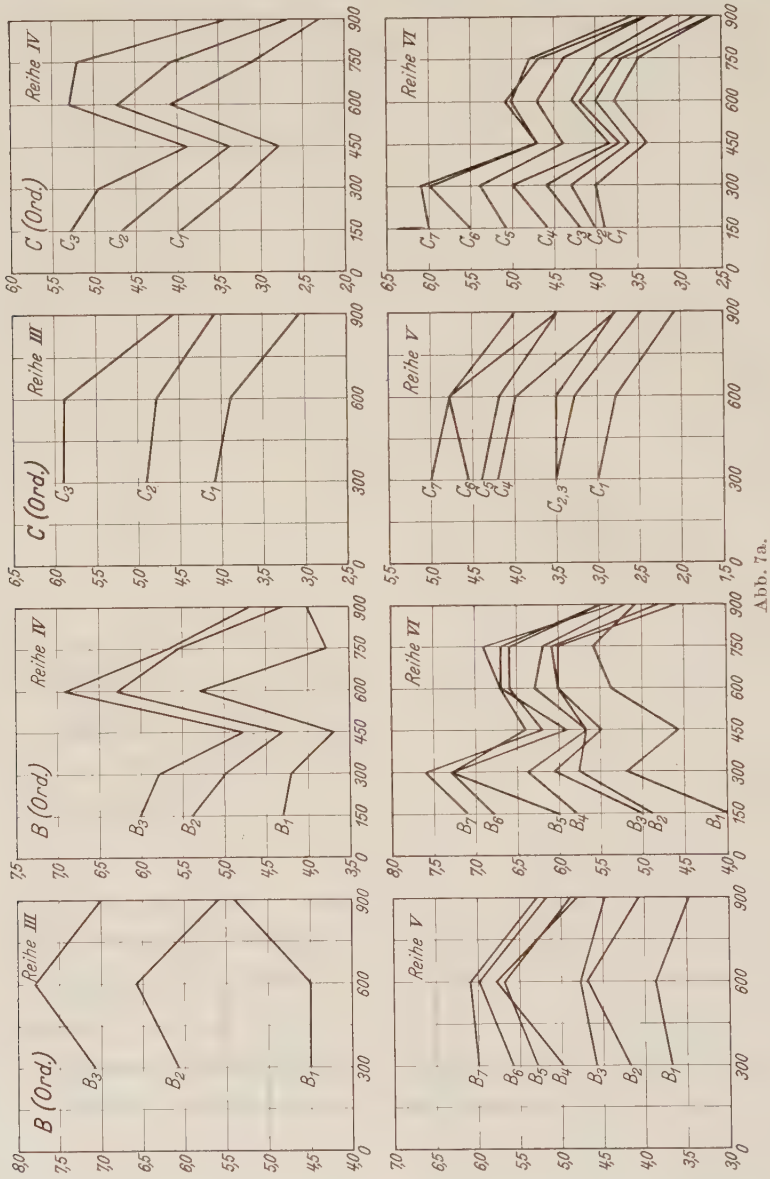

Abb. 7a.

ausgedrückt. Es wird darauf hingewiesen, daß alle Werte direkt von den Originalkurven abgelesen sind. Die Werte der 2. und 3. Druckstufe

bedürfen einer Umrechnung (siehe S. 219) und werden mit Hilfe einer abgeleiteten Formel umgerechnet.

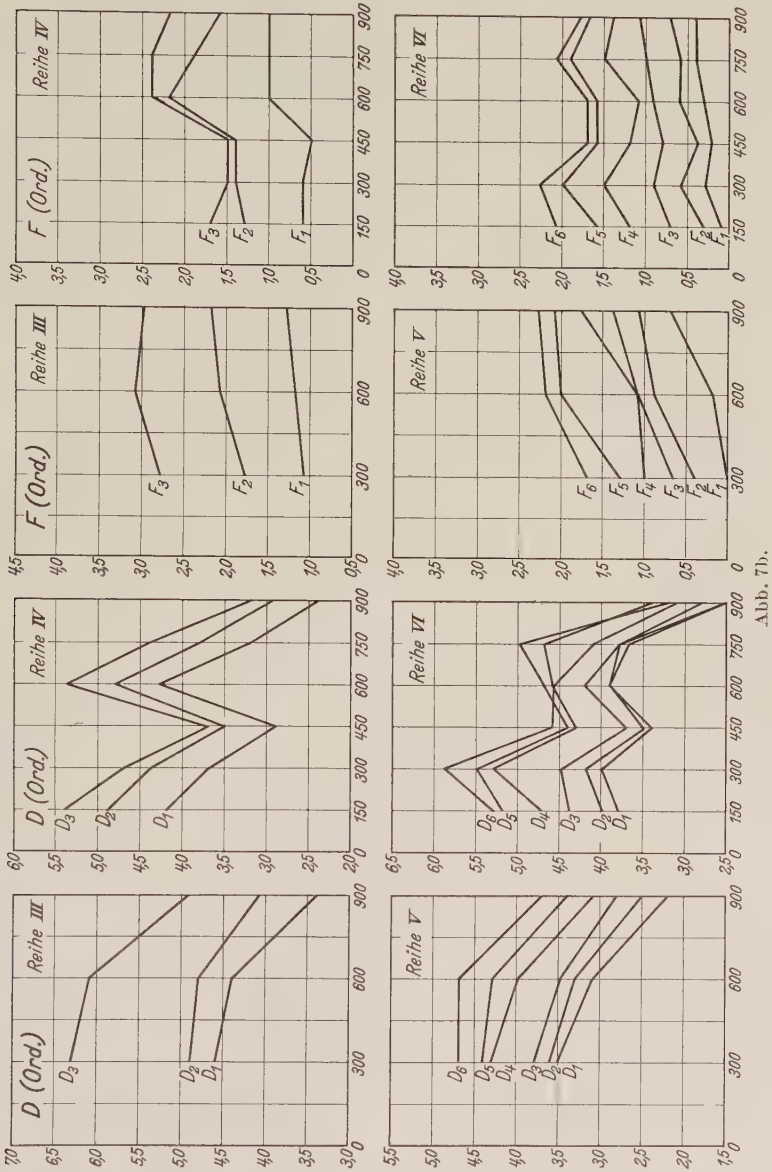

Abb. 7b.

Von den abgelesenen, tabellarisch zusammengestellten Größen werden innerhalb jeder Versuchsreihe die Mittelwerte errechnet. Die zugehörigen

Werte werden addiert und durch die Zahl der Werte dividiert. Es wird hierdurch individuelles, jedem Gewebe eigenes abweichendes Verhalten ausgeglichen und eine Basis für die weitere Auswertung gewonnen.

Das Verhalten der Werte bei verschieden hohem Druck wird graphisch dargestellt (siehe Abb. 6—9). In einem Koordinatensystem gibt die Abszisse die Druckhöhe in Millimeter Hg, die Ordinate die

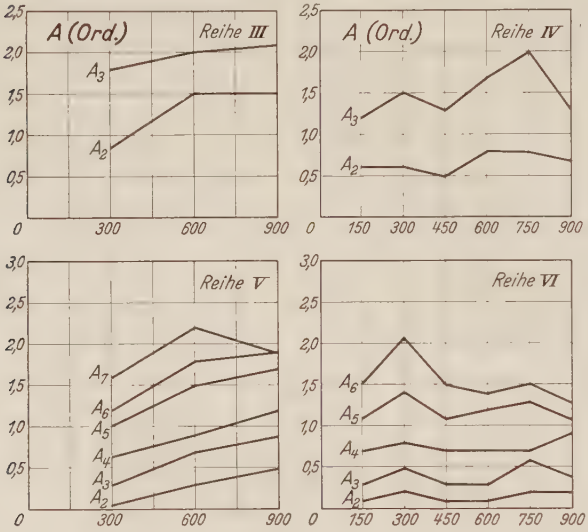

Abb. 7c.

Mittelwerte. Innerhalb jeder Versuchsreihe werden die Abszissen- und Ordinatenwerte gleicher Punkte festgehalten und verglichen.

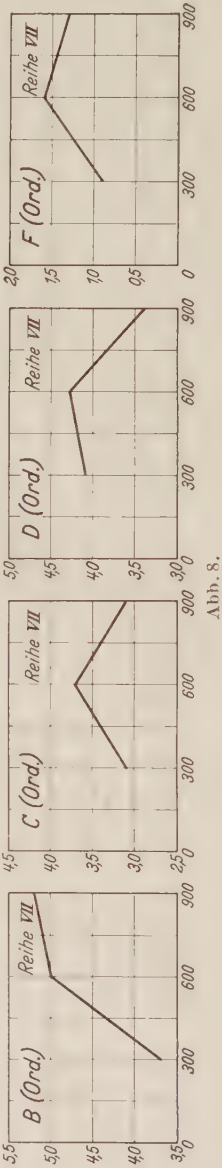

Abb. 8.

Ergebnisse.

Die Untersuchungen reihen sich ein in die bisher vorliegenden gewebsmechanischen Untersuchungen. Es handelt sich um experimentelle Ergebnisse, die an einem einheitlichen, intakten Gewebe gewonnen sind. Dieses Gebiet ist bisher in geringem Maße bearbeitet worden. Über die theoretischen Grundlagen liegt die Arbeit von *R. Rössle* [29] vor. Angaben über die mechanischen Eigenschaften der Hornhaut sind spärlich *(Heymann* [10], *Sugimoto* [39]).

Die Hornhaut ist sehr regelmäßig strukturiert und zum größten Teil aus Fibrillenbündeln aufgebaut. Sie ist gefäßlos, zellarm und nimmt am Gesamtstoffwechsel in geringem Maße teil. Die Cornea des Schweinsauges

entspricht weitgehend der des Menschen *(Heymann* [10], *Lemke* [18]). Da dieses Gewebe dem Arbeitsbereich des Augenarztes angehört, dürften sich augenärztliche Beziehungen ohne Zwang herstellen lassen.

Die Versuchsbedingungen sind günstig. Die Kürze der Zeit zwischen Tod des Tieres und Untersuchung sowie die Konservierung auf Eis beschränken die postmortalen Veränderungen des „bradytrophen" Gewebes. Die Prüfung erfolgt unter Bedingungen, die den physiologischen weitgehend entsprechen. Das Verhalten der Hornhaut wird durch die Apparatur praktisch reibungslos und ohne Versuchsfehler übertragen. Die jedem biologischen Substrat eigene Schwankungsbreite wird in Form der Berechnung der Mittelwerte berücksichtigt.

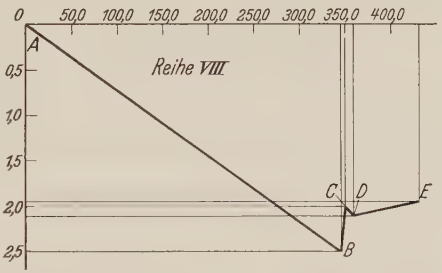

Abb. 9. Belastung in 6 Sek. von 0—900 mm Hg gleichmäßig ansteigend. Momentane Entlastung nach weiteren 6 Sek. Ordinate: Ordinatenmittelwerte, 2 : 1; Abszisse: Abszissenmittelwerte (Zeitwerte), 1 : 50.

Die Prüfung der mechanischen Eigenschaften macht die Zugrundelegung von Begriffen aus Physik und Technik notwendig. Die Schwierigkeit liegt in der Übertragung dieser Begriffe auf das biologische Objekt. Zu prüfende Werkstoffe sind einheitlich gegenüber einer Vielzahl von Faktoren, die das Verhalten von Geweben bedingen. Schon *Triepel* [42] (1902) betont, „daß es im höchsten Grade wunderbar wäre, wenn sich alle Einzelwirkungen zu einer Gesamtwirkung vereinigen würden, die sich durch eine einfache mathematische Formel versinnbildlichen ließe". Die Anwendung von Ingenieurbegriffen erscheint bei der Prüfung eines einheitlich aufgebauten und strukturierten Gewebes, wie es bei der Untersuchung vorliegt, zulässig.

Folgende Eigenschaften sind zu unterscheiden: 1. Dehnbarkeit, 2. Elastizität, 3. Härte, 4. Festigkeit.

Definitionen (zum Teil in Anlehnung an die Ausführungen von *R. Rössle* [29]):

Dehnbarkeit besitzt ein Körper, der einer Formänderung durch Zug oder Druck nachgibt, jedoch Zusammenhang der Teilchen behält. *Elastizität* ist die Kraft, mit der er bewirkte Formänderungen ausgleicht. *Härte* ist der Widerstand, den er dem Eindringen eines anderen Körpers entgegensetzt. *Festigkeit* befähigt ihn, der Trennung der Kohäsion entgegenzuwirken.

Die Trennung der Begriffe von Dehnbarkeit und Elastizität wird in der Literatur nicht immer in gleicher Weise durchgeführt. Dies mag zum Teil daran liegen, daß eine Dehnung Voraussetzung für die Wirkung der Elastizität ist und daher beide Eigenschaften häufig (z. B. bei großen

Beanspruchungen, s. unten) in einem Abhängigkeitsverhältnis stehen. An Extremen sind beide am deutlichsten unterscheidbar:

Blei ist dehnbar, kaum elastisch;

Gummi gut dehnbar, gut elastisch;

Stahl schwer dehnbar, gut elastisch.

Auch das Verhältnis zu quantitativen Änderungen der Beanspruchung und des Werkstoffes läßt Unterschiede erkennen. Die Elastizität ist von beiden Größen unabhängig; sie ändert sich bei großen Beanspruchungen, die dann bleibende Deformierungen hervorrufen. Dagegen ist die Dehnbarkeit z. B. von Querschnitt bzw. Dicke, Spannungszustand und Belastungsgröße abhängig. Es besteht eine Proportionalität von Belastung und Formänderung (*Hooks*ches Gesetz), die sich erst bei großen Belastungen ändert. Biologisch gesehen verleiht die Elastizität den Organen die Fähigkeit Formveränderungen auszugleichen.

Aus welchen Kurvenabschnitten (s. Abb. 5) kann man Schlüsse über das Verhalten von Dehnbarkeit und Elastizität ziehen?

Durch Belastung erhalten wir ein Urteil über die Dehnbarkeit *(A—D)*, durch Entlastung über die Elastizität *(D—H)*.

Über das Verhalten unter verschiedenen Bedingungen machen folgende Werte Angaben:

Ordinaten:

B: Dehnbarkeit bei momentaner Beanspruchung; hierbei muß die kinetische Energie der einwirkenden Wassersäule berücksichtigt werden.

C: Dehnbarkeit, nachdem das Gewebe den Stoß der Wassersäule ausgeglichen hat.

D: Dehnbarkeit bei Dauerbeanspruchung.

E: Dehnbarkeit und Elastizität bei momentaner Beanspruchung.

F: Elastizität, nachdem das Gewebe die durch den elastischen Zug entstandene Wasserbewegung ausgeglichen hat.

G und *H:* Elastizität bei kürzerer und längerer Beanspruchung.

$A_2, A_3 \ldots$: entspricht bei rhythmischen Belastungen *H*.

Die Abszissenwerte sind Zeitwerte, zeigen geringe Unterschiede und sind von der Art des Schließens und Öffnens des Dreiwegehahnes zum Teil abhängig. Die Ordinatenwerte geben direkt das Verhalten der Hornhaut und zeigen deutlicheres Verhalten. Eindeutige Schlüsse über Dehnbarkeit und Elastizität können aus den Werten von *C*, *F* (Ord.), bei Berücksichtigung der kinetischen Energie der Wassersäule aus denen von *B* (Ord.) gezogen werden. Über das Verhalten bei Dauerbeanspruchung machen die Werte von *D*, *H* (Ord.) Angaben. Die Abszissen- und restlichen Ordinatenwerte sind ausgewertet und können eingesehen werden.

Durch kurvenmäßige Darstellung wurde das Verhalten der Ordinatenwerte bei verschiedenen Druckstufen festgehalten. Zur Methode der Auswertung dieser Kurven sei folgendes ausgeführt:

a) berücksichtigt werden der Kurvenverlauf und die Größe der Ordinatenwerte;

b) eine Abnahme der Dehnbarkeit äußert sich in fallendem, die der Elastizität in steigendem Kurvenverlauf; hierbei wird unter Elastizität der elastische Ausgleich nach Dehnung infolge Druckes bestimmter Höhe verstanden;

c) nur die erste (niedrigste) Druckstufe belastet ein unverändertes Gewebe. Alle weiteren Druckstufen erzeugen Zusatzwerte;

d) bei rhythmischen Belastungen erfolgt eine häufigere Beanspruchung von kürzerer Dauer; die einzelnen Kurven zeigen das Verhalten der Hornhaut jeweils bei der ersten, zweiten usw. Belastung bei verschieden hohem Druck. Konvergenz und Divergenz der Kurven gibt an, daß mit steigendem Druck das unterschiedliche Verhalten zwischen den Belastungsfolgen ab- bzw. zunimmt. Die Abszissen von D und A_2, A_3 ... sind gleich groß, sodaß ihre Ordinaten verglichen werden können;

e) da nur 3 Kurven auf einem Oszillographenpapierstreifen Platz finden, muß dieser bei Anwendung von 6 Druckstufen ausgewechselt werden. Es vergehen hierbei 2—3 Min. (gegenüber sonst $^1/_2$—$^3/_4$ Min.).

Aus welchem Verhalten der Cornea Schlüsse über Festigkeit und Härte gezogen werden können, wird weiter unten besprochen.

Es folgt die Auswertung:

A. Belastungen der Hornhautmitte: 1. Bei Belastungen mit steigendem Druck nehmen Dehnbarkeit und Elastizität ab. Die Dehnbarkeit folgt nicht dem *Hooke*schen Gesetz (s. S. 228). Nachweis: Die Kurven von C, D fallen, die von F, A steigen an.

2. Die Dehnbarkeit nimmt bei Dauerbeanspruchung, die Elastizität bei kurzer Beanspruchung stärker ab. Nachweis: Die D-Kurve fällt stärker als die von C; die F-Kurve stärker als die von A.

3. Bei rhythmischen Belastungen nimmt gegenüber einmaliger Belastung die Dehnbarkeit stärker als die Elastizität ab. Nachweis: C, D III—VI fällt stärker als I, II. Die Kurven von F, A unterscheiden sich nicht wesentlich bezüglich ihres Anstieges. Belastungen mit 3 Druckstufen (300, 600, 900 mm Hg) lassen die Elastizität, Belastungen mit 6 Druckstufen (150, 300, 450, 600, 750, 900 mm Hg) die Dehnbarkeit stärker abnehmen. Nachweis: C, D IV, VI fällt stärker als III, V; F, A III, V stärker als IV, VI.

4. Mit steigendem Druck nimmt die Dehnbarkeit zuerst geringer, dann stärker ab. Die Elastizität vermindert sich annähernd gleichmäßig. Nachweis: bei C, D I—VI fallen die Kurven von der 2. zur 3. (bzw. 5. zur 6.). Druckstufe stärker als von der 1. zur 2. (bzw. 4. zur 5.), ferner von der 1. zur 2. stärker als von der 4. zur 5. Druckstufe. Bei F, A liegt kein entsprechendes Verhalten vor.

5. Bei rhythmischen Reizungen nimmt bezüglich des unterschiedlichen Verhaltens zwischen den Belastungsfolgen die Dehnbarkeit bei steigendem

Druck stärker ab als die Elastizität. Nachweis: Die Kurven von *C*, *D* III—VI konvergieren erheblich stärker als die von *F*, *A* III—VI.

6. Bei zusätzlicher Einwirkung von kinetischer Energie nimmt die Dehnbarkeit weniger stark ab als ohne diese; mit der Belastungsfolge nimmt sie vermehrt ab. Nachweis: *B* fällt weniger stark als *C*, *D*. Die Zwischenräume zwischen den Kurven von *B* III—VI nehmen mit der Belastungsfolge ab.

B. Belastungen des Limbus: Die am limbusnahen Gewebe gewonnenen Werte zeigen gegenüber den an der Hornhautmitte erhaltenen folgendes unterschiedliche Verhalten: Die Ordinaten sind zahlenmäßig kleiner. Die Kurvenverläufe zeigen geringere Schwankungen. Daraus kann der Schluß gezogen werden, daß die Dehnbarkeit geringer und der elastische Ausgleich vollständiger ist.

An dieser Stelle können die Ausführungen von *Becher* [2] herangezogen werden. Die praktisch festen und undehnbaren kollagenen Fibrillen passen sich einer Dehnungsbeanspruchung durch ihre Anordnung an. Sie können 1. gewellt parallel oder annähernd parallel und 2. unter Maschenbildung gekreuzt verlaufen. Verstreichen der Wellung und Zuspitzung der Maschenwinkel ermöglichen eine Dehnung. Beide Bauprinzipien finden sich am Limbus. Dieser erweist sich gegenüber anderen Skleralabschnitten als unnachgiebig, fest und starr. Das Ergebnis der gewebsmechanischen Untersuchung, daß das Limbusgebiet wenig dehnbar und durch verschieden hohe Drucke gering beeinflußbar ist, deckt sich mit dem anatomischen Befunde.

Diese morphologische Darlegung ermöglicht auch ein Verständnis für das Verhalten der Dehnbarkeit bei rhythmischer Belastung und ansteigendem Druck (siehe unter Nr. 5, S. 229). Bei Belastung mit 900 mm Hg (*C*, *D* VI) unterscheiden sich die bei sieben Belastungen gewonnenen Ordinatenwerte nur gering untereinander, d. h. nach Verstreichen der Wellung und Zuspitzung der Maschenwinkel wird die Cornea fast unnachgiebig.

Ferner findet *W. Kokott* [14] bei Untersuchung verschiedener Hornhautschichten an der *Bowman*schen und *Descemet*schen Membran einen gleichmäßigen Faserverlauf, während die Fibrillenbündel der Tunica propria temporal und nasal sich vereinigen und horizontal ausstrahlen. Bei limbusnahen, nasal und temporal ausgeführten Belastungen, wie sie hier vorgenommen wurden, können die von vornherein spitzen Maschenwinkel sich nur noch gering zuspitzen, d. h. eine Dehnung ermöglichen. Diese Befunde zeigen, wie günstig sich anatomische und gewebsmechanische Untersuchungsmethoden ergänzen können.

C. Nach Zeitmaß ansteigende Belastungen (Reihe VIII) beanspruchen das Gewebe weniger intensiv als momentane Belastungen, die bisher angewandt wurden. Die Hornhaut wird erheblich weniger gedehnt, vermag aber nur in geringem Maße die Deformierung auszugleichen.

Es sei abschließend festgestellt, daß über Dehnbarkeit und Elastizität keine absoluten Angaben gemacht werden, sondern beide gewebsmechanischen Eigenschaften in ihrem Verhältnis zueinander besprochen werden. Ihr Verhältnis zu Befunden, die unter den gleichen Versuchsbedingungen an anderen Membranen des Auges (Sklera, Linsenkapsel usw.) gewonnen werden können, ist weiteren Untersuchungen vorbehalten.

Ein Urteil über die *Festigkeit* erlaubt die Tatsache, daß keine Ruptur beobachtet wurde. In 2% der Versuche wurde die Hornhaut überdehnt.

Ein Kriterium für die *Härte* ist schwer zu gewinnen. *Noyons* [23] und *v. Üxküll* bestimmen sie nach dem Prinzip von *Thoulet* [40] durch Zahl und Amplitude der Schwingungen eines Hämmerchens, das gegen einen Muskel schlägt. *R. Rössle* [29] prüft die Einritzbarkeit am Knochen. Einen Einblick bietet die Tatsache, daß die Härte sich häufig umgekehrt wie die Dehnbarkeit verhält. Demnach könnte der Schluß gezogen werden, daß die Härte der Cornea nicht groß ist. Die funktionelle Beanspruchung der Härte ist gegenüber den Anforderungen an die anderen gewebsmechanischen Eigenschaften gering.

Die Angaben von *H. Heymann* [10] (siehe Einleitung) werden bestätigt.

Die mechanischen Eigenschaften der Hornhaut stehen mit praktisch-klinischen Fragen in enger Beziehung. Es sei hingewiesen auf das Verhalten der Hornhaut bei entzündlichen Veränderungen, insbesondere herpetischen Keratitiden (Keratitis vesiculosa, bullosa; vgl. Abb. 1 in der Arbeit von *K. Schmidt* [33]); Erkrankungen des Epithels müssen zu Veränderungen der mechanischen Eigenschaften führen. Es sei ferner erinnert an Hornhautnarben, Applanatio Corneae, Staphylombildung, Ceratoconus (vgl. die Arbeit von *M. Schmidt* [34]) und Traumen (Cornearupturen, perforierende Verletzungen, operative Eingriffe). Auch die Brechungsfehler des Auges einschließlich des Astigmatismus und der Wirkung von Haftgläsern sowie die pulsatorischen Schwankungen des Bulbus haben zu mechanischen Fragestellungen Beziehung.

Die Kenntnis der mechanischen Eigenschaften der Hornhaut für die Tonometrie wurde in der Einleitung erwähnt.

Für eine Analyse, welchen anatomischen Elementen die geschilderten Grundbegriffe mechanischer Gewebsprüfungen zuzuordnen sind, erscheint das bisher vorliegende Material noch nicht ausreichend. Es sei daran erinnert, daß die Cornea einheitlich aufgebaut ist und zum größten Teil aus kollagenen Fibrillen besteht.

Es ist darauf hinzuweisen, daß die geschilderten gewebsmechanischen Untersuchungen Einblicke ermöglichen, die mit mikroskopischer Technik nicht zu erheben sind. Es würde naheliegen, Paralleluntersuchungen gewebsmechanischer und histologischer Natur durchzuführen. Wir möchten der Vermutung Ausdruck geben, daß die Ergebnisse der histologischen Parallele nicht so aufschlußreich sein dürften wie die gewebsmechanischen Untersuchungen, die unter möglichst physiologischen Umständen durch-

geführt werden (vgl. die Arbeiten von *R. Neumann* [21], [22]). Andererseits würden sich diese Fragestellungen in vielfältiger Weise durch Verfolgen der gewebsmechanischen Veränderungen bei verschiedenen Altersstufen und durch Prüfung mittels physiologisch-chemischer, pharmakologischer und operativer Einwirkungen erweitern lassen.

Zusammenfassung.

Die gewebsmechanischen Untersuchungen der Hornhaut des Schweinsauges haben folgende Ergebnisse:

1. Bei Belastungen mit steigendem Druck nehmen Dehnbarkeit und Elastizität ab.

2. Die Dehnbarkeit nimmt bei Dauerbeanspruchung, die Elastizität bei kurzer Beanspruchung stärker ab.

3. Gegenüber einmaliger Beanspruchung vermindert sich bei rhythmischen Belastungen die Dehnbarkeit stärker als die Elastizität.

4. Mit steigendem Druck nimmt die Dehnbarkeit zuerst geringer, dann stärker ab. Die Elastizität vermindert sich annähernd gleichmäßig.

5. Bezüglich des unterschiedlichen Verhaltens zwischen den Belastungsfolgen nimmt die Dehnbarkeit bei steigendem Druck stärker ab als die Elastizität.

6. Mit zusätzlicher Einwirkung von kinetischer Energie nimmt die Dehnbarkeit weniger stark ab als ohne diese.

7. Die limbusnahen Hornhautbezirke sind gering dehnbar und entsprechen in ihrem Verhalten den anatomischen Befunden.

8. Nach Zeitmaß ansteigende Belastungen dehnen die Hornhaut weniger, der elastische Ausgleich ist geringer.

9. Die Hornhaut besitzt eine große Festigkeit.

10. Ihre Härte ist wahrscheinlich nicht groß.

11. Die Ergebnisse von *H. Heymann* werden bestätigt.

Herrn Prof. Dr. *R. Rössle* und Herrn Prof. Dr. *W. Löhlein* bin ich für Gewährung der Arbeitsmöglichkeit zu Dank verpflichtet. Herrn Prof. Dr. *K. Vogelsang* danke ich für Anregung und Unterstützung der Arbeit.

Schrifttum.

[1] *Bader, A.:* Arch. Augenheilk. **83**, 126—260 (1918). — [2] *Becher, H.:* Verh. anat. Ges. Lund **1932**, 104—119. — [3] *Bürger, M.* u. *G. Schlomka:* Z. exper. Med. **61**, 467—476, 710—724 (1932). — [4] *Danckelmann, A. v.:* Dtsch. Z. Chir. **248**, 723 bis 761 (1937). — [5] *Dittler, R.:* Methodik der Untersuchung der Elastizitätseigenschaften der Muskeln. Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Abt. 5, Lieferung 63. 1922. — [6] *Dor, H.:* Graefes Arch. **141**, 13—46 (1868). — [7] *Feilchenfeld, L.:* Med. Klin. **1931 I.** — [8] *Fischer, F. P.:* Arch. Augenheilk. **98**, 41—65 (1928). — [9] *Gildemeister, M.:* Z. Biol. **63**, 183—200 (1914). — [10] *Heymann, H.:* Inaug.-Diss. Erlangen 1935. — [11] *Kalfa, S.:* Arch. Augenheilk. **106**, 271—292 (1932). — [12] *Kluge, Fr.:* Inaug.-Diss. Kiel 1926. — [13] *Koch, C.* u. *F. P. Fischer:* Arch. Augenheilk. **107**, 444 —452 (1933). — [14] *Kokott, W.:* Graefes Arch. **138**, 424—485 (1938). — [15] *Koster, W.:*

Graefes Arch. **41**, 113—158 (1895). — [16] *Landerer:* Die Gewebsspannung. Leipzig 1884. — [17] *Langenhan, F.:* Ophthalmotonometrie. *Graefe-Sämisch*s Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 3. Aufl., Bd. 3, S. 271—346. 1925. — [18] *Lemke, A.:* Beitr. Physiol. **3**, 135—164 (1925). — [19] *Mangold, E.* u. *C. Detering:* Pflügers Arch. **201**, 202—213 (1923). — [20] *Monnik, A. J. W.:* Arch. Augenheilk. **16**, 26 (1870). — [21] *Neumann, R.:* Virchows Arch. **296**, 158—191 (1935). — [22] *Neumann, R.:* Virchows Arch. **299**, 479—512 (1937). — [23] *Noyons, A. K. M.* u. *J. v. Üxküll:* Z. Biol. **56**, 139—208 (1911). — [24] *Pflugk, A. v.:* Münch. med. Wschr. **1932 II**, 2036—2038. — [25] *Ratschewskij, Ph. A.:* Klin. Mbl. Augenheilk. **86**, 39—54 (1931). — [26] *Richter, Fr.:* Pflügers Arch. **218**, 1—16 (1927). — [27] *Richter, Fr.:* Pflügers Arch. **218**, 17—36 (1927). — [28] *Richter, Fr.:* Pflügers Arch. **222**, 26—32 (1929). — [29] *Rössle, R.:* Jkurse ärztl. Fortbildg **21**, 18 (1930). — [30] *Ruben, L.:* Graefes Arch. **86**, 258—304 (1913). — [31] *Schade, H.:* Münch. med. Wschr. **1926 II**, 2241—2246. — [32] *Schleich, G.: Graefe-Sämisch*s Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 2. Aufl., Bd. 10, vergleichende Augenheilkunde, S. 100—122. 1922. — [33] *Schmidt, K.:* Arch. Augenheilk. **100/101**, 190—222 (1929). — [34] *Schmidt, M.:* Klin. Mbl. Augenheilk. **101**, 36—49 (1938). — [35] *Schmidt-Rimpler, H.:* Glaukom und Ophthalmomalacie. *Graefe-Sämisch*s Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 2. Aufl., Bd. 61. 1908. — [36] *Steinhausen, W.:* Pflügers Arch. **205**, 31—44 (1926). — [37] *Steinhausen, W.:* Pflügers Arch. **212**, 31—44 (1926). — [38] *Steinhausen, W.:* Die theoretischen Grundlagen der elastischen Eigenschaften des Muskels. Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Bd. 4, Abt. 5, S. 575—610. 1928. — [39] *Sugimoto, S.:* Acta Soc. ophthalm. jap. **39**, 7 (1935). — [40] *Thoulet, M. J.:* C. r. Acad. Sci. Paris **96** (1883). — [41] *Trendtel:* Z. Bäderkde **1926**, H. 3. — [42] *Triepel, H.:* Einführung in die physikalische Anatomie, 3 Teile. Wiesbaden 1902/08. — [43] *Virchow, H.:* Mikroskopische Anatomie der äußeren Augenhaut und des Lidapparates. *Graefe-Sämisch*s Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 2. Aufl., Bd. 1, Abt. 1. Leipzig 1910. — [44] *Vogelsang, K.:* Verslg ophthalm. Ges. Heidelberg **46**, 61—64 (1927). — [45] *Vogelsang, K.:* Arch. Augenheilk. **103**, 357—423 (1930). — [46] *Vogelsang, K.:* Verslg ophthalm. Ges. Heidelberg **48**, 106—112 (1930). — [47] *Vogelsang, K.:* Klin. Mbl. Augenheilk. **93**, 26—29 (1934). — [48] *Vogelsang, K.:* Arch. Augenheilk. **108**, 565—567 (1934). — [49] *Vogelsang, K.:* Arch. Augenheilk. **108**, 714—724 (1934). — [50] *Vogelsang, K.* u. *A. Jäger:* Arch. Augenheilk. **109**, 103—107 (1935). — [51] *Wewe, H.:* Arch. Augenheilk. **105**, 621—638 (1932).

Lebenslauf.

Am 25. April 1914 wurde ich zu Strasburg in Westpreußen als Sohn des damaligen Regierungsassessors Ludwig Nausch und der Charlotte, geb. Schuchardt, geboren. Von 1920—1922 besuchte ich die Vorschule, von 1923—1929 das humanistische Gymnasium „Kloster unser lieben Frauen“ in Magdeburg und von 1929—1932 das Friedrich-Wilhelm-Gymnasium in Köln. Nach fünf vorklinischen Semestern in Marburg studierte ich je ein Semester in München und Freiburg und nach Ableistung des Heeresdienstes vier Semester in Berlin, wo ich im Sommer 1939 das Staatsexamen ablegte.